



SIMULACE ZRAKOVÝCH VAD

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Josef Erben**
Vedoucí práce: Ing. Daniel Hančil





SIMULATION OF VISUAL DEFECTS

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Josef Erben**
Supervisor: Ing. Daniel Hančil



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Josef Erben**
Osobní číslo: **Z11000130**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Simulace zrakových vad**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Konzultant: MUDr. Petr Bulíř, Ing. Jiří Horčíčka

Cíle práce:

Seznámit se s projevy a důsledky očních vad.

Seznámit se s technikami zpracování obrazu a obrazové segmentace.

Navrhnout metodu simulace zrakových vad.

Teoretická východiska:

Oční vady omezují jimi postižené jedince svým neblahým vlivem na kvalitu zraku. Většina zdravých lidí si ale nedokáže představit, kterak vidí lidé se zrakovým defektem.

Výzkumné předpoklady:

Je možné vytvořit přínosnou a názornou pomůcku k tomu, aby si zdravý člověk mohl představit, jak vidí lidé se zrakovým omezením?

Metoda:

Teoreticko-výzkumná práce

Technika práce, vyhodnocení dat:

Aplikovaný výzkum a verifikace navržených metod.

Místo a čas realizace výzkumu:

5. semestr rešerše, zpracování teoretické části.

6. semestr kompletace, vyhotovení a odevzdání práce.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

DOUGHERTY, Geoff. Digital image processing for medical applications. 1st pub. New York: Cambridge University Press, c2009, xii, 447 s. ISBN 978-0-521-86085-7.

VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. Začínáme s LabVIEW. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9. ŠONKA, Milan a Václav HLAVÁČ. Počítačové vidění. Praha: Grada, 1992, 252 s. ISBN 80-85424-67-3.

HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. Zpracování signálů a obrazů. Vyd. 1. Praha: ČVUT, Elektrotechnická fakulta, 2000, 221 s. ISBN 80-01-02114-9.

ROZSÍVAL, Pavel. Oční lékařství. 1. vyd. Praha: Galén, c2006, 373 s. ISBN 80-7262-404-0.

NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. Medicínská biofyzika. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.

HORNOVÁ, Jara. Oční propedeutika. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 103 s. ISBN 978-80-247-4087-4.

HYCL, Josef a Lucie TRYBUČKOVÁ. Atlas oftalmologie. 2. vyd. V Praze: Triton, 2008, 239 s. ISBN 978-80-7387-160-4.

KUCHYNKA, Pavel. Oční lékařství. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 768 s. ISBN 978-80-247-1163-8.

TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.

DOBEŠ, Michal. Zpracování obrazu a algoritmy v C#. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 143 s. ISBN 978-80-7300-233-6.


Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Daniel Hančil


Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: 30. dubna 2014

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2015


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2015

Student

Josef ERBEN

Z11000130

Librantice 156

503 46 TŘEBECHOVICE POD OREBEM

Vyřizuje: Zuzana Janošíková / 485 353 762

V Liberci dne 7. května 2014

č.j.: 14/8515/017868-02

Vyjádření k žádosti o změnu tématu a prodloužení termínu odevzdání bakalářské práce

Vážený studente,

na základě Vaší žádosti ze dne 30. 4. 2014, zaevidované pod č.j.: 14/8515/017868-01, Vám sděluji, že **souhlasím** se změnou tématu na „Simulace zrakových vad“ a prodloužením termínu odevzdání bakalářské práce do 30. 6. 2015.

S pozdravem


Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

Technická univerzita v Liberci
Ústav zdravotnických studií
Studentská 2, 461 17 Liberec 1



Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 24.6.2015

Podpis: Eiben

Poděkování:

Děkuji Ing. Danielu Hančilovi za jeho cenné rady, nápady a připomínky při vedení mé bakalářské práce.

Abstrakt

Autor	Josef Erben
Instituce	UZS – Biomedicínská technika
Název práce	Simulace zrakových vad
Vedoucí práce	Ing. Daniel Hančil
Počet stran	51
Počet příloh	2
Rok obhajoby	2015
Souhrn	<p>Tato bakalářská práce se zabývá refrakčními zrakovými vadami a zpracováním obrazu. Nejdříve jsou jednotlivé problematiky této práce teoreticky rozebrány. U zrakových vad se věnuje jejich příčině, dále pak projevům a dopadu na kvalitu zraku. U zpracování obrazu se zabývá metodami využitelnými k simulaci neostřeho vidění. Následně jsou v ní získané poznatky využity k vytvoření simulace toho, jak vady ovlivňují vidění. V práci je popsán krok po kroku postup vytváření zmiňované simulace. V závěru je práce shrnuta a jsou rozebrány její výsledky.</p>
Klíčová slova	konvoluce, ohnisková vzdálenost, optická mohutnost, optická soustava, světelný paprsek, zrakové vady,

Abstract

Author	Josef Erben
Institute	UZS – Biomedicínská technika
Thesis title	Simulation of visual defects
Supervisor	Ing. Daniel Hančil
Number of pages	51
Number of appendices	2
Year	2015
Summary	<p>This thesis deals with the refractive visual defects and image processing. First of all the individual problems of this work are theoretically discussed. For visual defects it is dedicated to their cause, then to their manifestations and impact on quality of vision. For image processing it is concerned with methods usable to simulate blurred vision. Subsequently the gathered knowledge is used to create a simulation of how the defects affect vision. The work describes step by step the process of creating mentioned simulation. In conclusion, the thesis is summarized and its results are analyzed.</p>
Key words	convolution, focal length, optical power, optical system, light beam, visual defects

Obsah

Seznam uvedených zkratk	9
1 Úvod	10
2 Optický aparát	12
2.1 Anatomie oka	12
2.2 Akomodace	14
2.3 Zraková ostrost	15
2.4 Axiální refrakce	16
2.5 Daleký a blízký bod	17
2.6 Akomodační šíře	18
2.7 Redukované oko	19
3 Geometrická Optika	20
3.1 Odraz a lom	20
3.2 Zobrazovací soustavy	22
3.3 Lámavá kulová plocha	24
3.4 Soustava tenkých čoček v kontaktu	26
4 Zrakové vady	27
4.1 Myopie	27
4.2 Hypermetropie	29
4.3 Presbyopie	30
5 Zpracování obrazu	31
5.1 Digitalizace obrazu	31
5.3 Filtrace obrazu	32
Konvoluční maska	33
6 Simulace vad	35
6.1 Fotografie použitá pro simulaci	35
6.1 Teorie simulace vad	36
6.2 Práce v LabVIEW	41
6.3 VI pro simulaci zrakových vad	42
6.4 Postup vytváření simulace	42
7 Diskuze	46
8 Závěr	48
Seznam použité literatury	49
Seznam příloh	51

Seznam uvedených zkratk

Zkratka	Význam
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
VI	Visual Instrument

1 Úvod

Zrak je bezpochyby nejdůležitějším smyslem, neboť díky němu získáváme více než 80% všech informací ze světa, který nás obklopuje a jehož jsme součástí. Často si plně neuvědomujeme, jak je pro nás zrak důležitý a jaký dopad by mělo jeho případné poškození, či snad dokonce jeho ztráta, na náš každodenní život. Přitom výskyt zrakových vad je v dnešní době poměrně častý a to zejména v důsledku zvyšující se délky života a vyššího výskytu zrakových onemocnění u starších osob. Konkrétně například v Evropě připadá na každých zhruba 60 lidí jeden člověk s těžkým zrakovým postižením. Těžkým zrakovým postižením navíc rozumíme až stav, kdy zrakovou vadu nepomůže zcela korigovat ani použití dioptrických brýlí či jiných způsobů korekce zraku. Celkový počet lidí s oční vadou, ať už jakkoli závažnou, je tedy ještě mnohem vyšší. Pro porozumění tomu, jak se cítí lidé se zrakovými obtížemi, je důležité umět si představit, jak je jejich vada omezuje.

Lidé bez zrakových obtíží mnohdy berou svůj dobrý zrak jako samozřejmost. Velká spousta z nich si velmi často ani nepřipouští, že by o svou, pro ně standartní, kvalitu zraku mohli přijít a mohou pak být nepříjemně překvapeni, když se tak stane. Zhoršení zraku totiž, vlivem stárnutí a s tím spojeného opotřebení organismu, dříve či později čeká na každého z nás. Není třeba propadat panice, neboť v dnešní době je jak známo možné pomoci dioptrických brýlí či kontaktních čoček většinu vad korigovat. Je však dobré o možných komplikacích vědět a být na ně připraven tak, aby člověk nebyl nastalou situací zaskočen.

Téma této práce jsem si zvolil z důvodu jednak aktuálnosti dané problematiky, neboť na kvalitu zraku jsou v dnešní době kladeny čím dál vyšší nároky a dále pak z osobního zájmu, kdy mě zajímá, jak by se mohla moje vlastní vada časem případně zhoršovat a s čím je nutné počítat. Cílem práce je tedy zjistit více o vidění a vlivu zrakových vad na jeho kvalitu. Dalším cílem je poučit se o metodách zpracování obrazu a všechny tyto vědomosti následně použít při vymýšlení metody simulace zraku postiženého refrakční vadou.

Nejprve je v práci popsána stavba oka a jsou shrnuty některé důležité pojmy a veličiny dané problematiky. Poté je na oko a vidění nazíráno z hlediska vztahů geometrické optiky. Dále jsou popsány námi potřebné možnosti úpravy kvality obrazu. Ke konci je popsán postup tvorby simulátoru zrakových vad. Na závěr se hovoří o výsledcích práce.

2 Optický aparát

Nauka o oku a o zraku je velmi rozsáhlým a komplikovaným vědním oborem a není tak možné v rozsahu jedné práce postihnout všechny jeho aspekty. Jsou zde proto shrnuty alespoň základy týkající se tohoto vědního odvětví.

2.1 Anatomie oka

Hlavní částí lidského oka je samotná oční koule (bulbus oculi) představující vlastní smyslový orgán. Ta je zasazena v obličejové části lebky v kostní schránce zvané očníce. Ze zadní části očního bulbu pak vychází zrakový nerv, jenž odnáší zrakové vjemy dále do mozku. Stěna bulbu se skládá ze tří soustředných vrstev [6], [14].

První zevní vrstva je tvořena z 5/6 tuhou bílou vazivovou blánou bělimou (sclerou) a z 1/6 rohovkou (corneou). Bělímou slouží k udržení tvaru oka a k jeho mechanické ochraně. Tvořena je hustým kolagenním vazivem a její tloušťka se pohybuje mezi 0,3 až 2 mm. Rohovka je průhledná a nachází se v přední části oka. Je vyklenuta dopředu, obsahuje nervy a slouží jako průhledný přední oddíl oka. Pro ochranu oka se nám při dotyku s rohovkou vybavuje nepodmíněný reflex svírající víčka [6], [14].

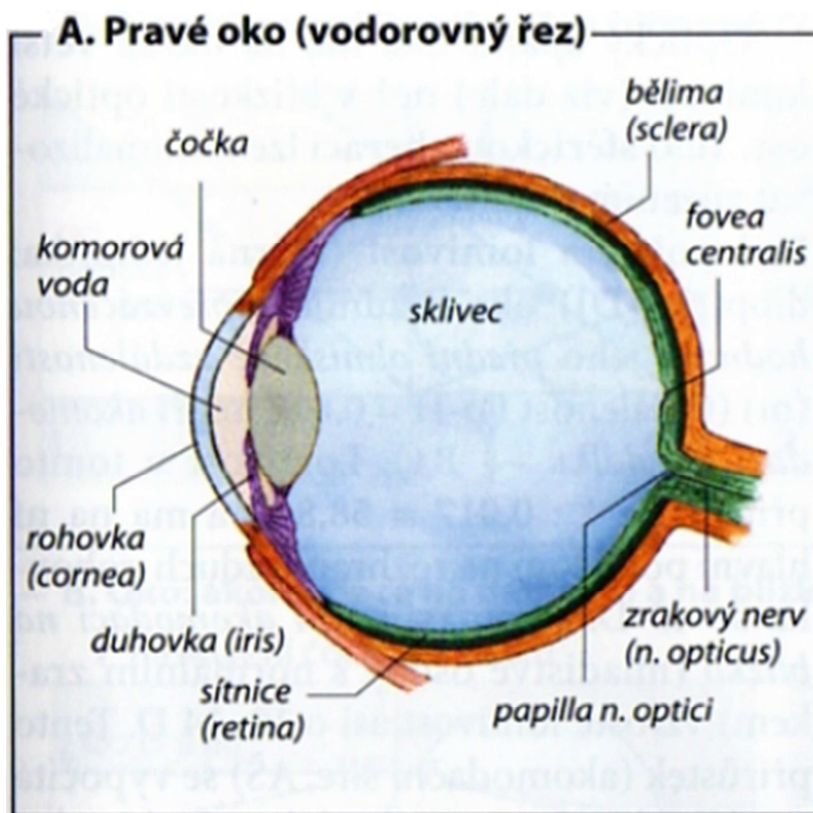
Střední vrstvu oční stěny tvoří žloutnatka (uvea). Ta se skládá z řídkého kolagenního vaziva s velkým množstvím cév. Slouží k výživě oka a zároveň zabraňuje odrazu světla uvnitř bulbu. V zadním segmentu oka bývá označována jako cévnatka (choroidea) a vpředu je přeměněna v řasnaté tělísko (corpus ciliare) a duhovku (iris). Řasnaté tělísko je tvořené hladkou svalovinou a jeho povrch je pokryt spoustou výběžků. Na výběžky je za pomoci tenkých vláken závěsného aparátu umístěna čočka (lens cristallina). Stahem ciliárního svalu (musculus ciliaris) se uvolňuje tah závěsného aparátu čočky, což nám umožňuje zaostřit na krátké vzdálenosti. Filtrací krve se v řasnatém tělísku tvoří komorová voda vyživující bezcévnaté části oka a udržující jeho stálý tvar. Čočka je

bikonvexní těleso (vypouklé na obou stranách) tvořené avaskulárními čočkovými vlákny. Obklopena je nitrooční tekutinou. Prostor nacházející se za čočkou je vyplněn mezibuněčnou hmotou s huspeninovitou konzistencí. Tato část oka nese název sklivec (corpus vitreum). Duhovka má cirkulární tvar s kruhovým otvorem uprostřed nazývaným zornice (pupilla). Paprskovitě uspořádaná hladká svalovina duhovky ovládá její rozšiřování a zužování, čímž reguluje množství světla dopadajícího na sítnici. V duhovce se nacházejí pigmentové buňky zabraňující průniku světla do oka jinudy nežli právě zornicí. Jejich množství určuje barvu duhovky [6], [14].

Poslední vnitřní vrstva se nazývá sítnice (retina). Sítnice je vícevrstevná a její tloušťka je 0,2 až 0,4 mm. Jsou v ní umístěny gangliové a bipolární nervové buňky. Na sítnici se také směrem blíže do středu oka nachází smyslové buňky zvané tyčinky a čípky. Tyčinky jsou citlivější na světlo a rozlišují pouze odstíny šedi. Naproti tomu čípky jsou méně citlivé na světlo a umožňují barevné vidění. Místo s nejvyšším výskytem čípků se nazývá žlutá skvrna. Leží v zorné ose oka a je to místo nejostřejšího vidění. Naopak v místě kde bulbus opouští zrakový nerv se nenachází žádné tyčinky ani čípky, proto obraz který sem dopadá nelze vnímat. Člověk však toto obvykle nevnímá, neboť mozek slepé místo obrazu okamžitě doplňuje. Tomuto místu se říká slepá skvrna. Vpředu kryje sítnice řasnaté tělísko a zadní povrch duhovky. V této části postrádá sítnice jakékoliv nervy či fotoreceptory [6], [14].

V souvislosti s okem můžeme dále hovořit o tak zvaných přídatných orgánech oka. Vpředu jsou obě oči kryty každé dvěma kožními řasami, víčky. Jak již bylo zmíněno, víčka se reflexivně zavírají. To se děje při bezprostředním ohrožení oka průnikem cizích těles nebo při silném oslnění. Víčka se také pravidelným mrkáním starají o rovnoměrné rozmístění slz na rohovce. Vnitřní stranu víček kryje slizniční blána spojivka. Spojivka ohybem přechází na bulbus, kde kryje bělimu a zasahuje až po okraj rohovky. Konce víček jsou opatřeny kožními deriváty, řasami. Ty slouží k ochraně oka před vnikáním drobných nečistot a prachu. O tvorbu slz se starají slzné žlázy umístěné v horním kvadrantu očníce. Slzy zbavují rohovku prachu a nečistot, mají dezinfekční účinky, vyživují oko a chrání ho před vysycháním. Kromě toho slzy také provázejí některé lidské emoce, takovému slzení se říká pláč. Dalším přídatným orgánem je obočí nacházející se na horním okraji očníce. To je tvořeno kartáčovitě uspořádanými chlupy a slouží k mechanické ochraně oka například před stékajícím potem. V neposlední řadě

se mezi přídatné orgány oka řadí okohybné svaly. Jsou z příčně pruhované svaloviny a je jich šest, z čehož jsou čtyři přímé a dva šikmé. Okohybné svaly, jak již jejich název napovídá, společně umožňují pohyby očí a společnou koordinací zajišťují binokulární vidění [6], [14].



Obr. 1: Vodorovný řez pravým okem [16]

2.2 Akomodace

Při akomodaci mění optický systém oka svoji lomivost tak, aby bylo umožněno ostré vidění v různých vzdálenostech. Akomodaci zajišťuje musculus ciliaris, který svým tonem či uvolněním zajišťuje změnu tvaru čočky. Uvolněním musculus ciliaris je čočka zploštělá a její optická mohutnost je nejnižší. Naopak při stahu ciliárního svalu se čočka vyboulí a její optická mohutnost se následkem toho zvýší. Při nulové uvolněné akomodaci je oko zaostřeno do nejvyšší možné dálky a naopak při maximální

akomodaci, kdy má oko nejvyšší možnou optickou mohutnost, je oko zaostřeno do co nejkratší vzdálenosti od oka. V jednotlivých částech dne se mění potřebné vyvíjené úsilí spojené s akomodací. Ve dne při denním osvětlení se více zaměřujeme na vzdálené objekty a je tak větší prostor pro uvolněnou a tedy i méně náročnou akomodaci. Naopak k večeru a v noci se s klesajícím osvětlením zaměřujeme na objekty bližší, tedy na vzdálenosti spojené s vyšším akomodačním úsilím. Zvýšené akomodační úsilí při pohledu do blízka je způsobeno právě neustálým tonem ciliárního svalu. Akomodační reflex lidé samozřejmě nemají hned od narození. Jeho vývoj připadá zhruba na období okolo čtvrtého měsíce po narození. Schopnost oka akomodovat velmi závisí na pružnosti čočky, která klesá spolu s přibývajícím věkem. Snižuje se schopnost oka akomodovat na krátké vzdálenosti a tím i rozsah vzdáleností na, které je možno zaostřit [2], [19].

2.3 Zraková ostrost

Oko odliší dva body v prostoru pouze tehdy, pokud je mezi nimi po dopadu na sítnici alespoň jeden nepodrážděný čípek, což se promítne právě jako mezera mezi danými body. To odpovídá zhruba $5 \cdot 10^{-6}$ m, neboť právě taková je vzdálenost tří čípků, z nichž dva jsou podrážděny a jeden mezi nimi nikoliv. Aby tohoto bylo docíleno, musí paprsky vycházející z obou pozorovaných bodů po dopadu na sítnici vzájemně svírat určitý minimální úhel. Čím nižší je tento úhel tím vyšší je zraková ostrost, neboť tím vzájemně bližší body dokáže oko rozlišit. U zdravého oka je velikost tohoto úhlu $1'$ (1 úhlová minuta) [3], [8].

Zraková ostrost se subjektivně vyšetřuje pomocí optotypů. Optotyp je vhodně uspořádaná skupina znaků, jejichž detail by se z určité vzdálenosti měl zobrazit na sítnici oka právě pod požadovaným úhlem $1'$ a tudíž by měl člověk se zdravým zrakem dané znaky rozpoznat. U každého řádku znaků je číslem uvedena vzdálenost, ze které by měly být rozlišitelné. Vyšetřovací vzdálenost je obvykle 5 nebo 6 metrů. Výsledek se vyjadřuje ve zlomku, přičemž v čitateli je uvedena vyšetřovací vzdálenost a ve

jmenovateli číslo posledního řádku optotypů přečteného vyšetřovaným. Normální zraková ostrost při vyšetřovací vzdálenosti 6 m by tak měla mít hodnotu 6/6 [3], [8], [12].

2.4 Axiální refrakce

Axiální refrakce označovaná A_R , je dána jako převrácená hodnota vzdálenosti dalekého bodu a_R od oka udané v metrech.

$$A_R = \frac{1}{a_R} \quad (1)$$

Výslednou jednotkou je dioptrie D a její hodnota nám říká, kterak se vidění daného jedince liší od stavu emetropie, tedy co optickému systému oka schází do stavu normálního vidění. Jak již bylo řečeno pro výpočet axiální refrakce je potřeba znát polohu dalekého bodu. V zásadě mohou nastat tři možnosti:

1) daleký bod leží v nekonečné vzdálenosti před okem.

$$A_R = \frac{1}{\infty} = 0 \text{ D} \quad (2)$$

Pokud nastane tento případ, jedná se o emetropické a tedy o normální zdravé lidské oko.

2) daleký bod leží v konečné vzdálenosti před okem, v tomto případě dosadíme vzdálenost a_R se znaménkem mínus (-).

$$A_R = \frac{1}{-a_R} = -x \text{ D} \quad (3)$$

Daleký bod se nachází samozřejmě blíže oku, nežli tomu bylo v prvním případě. Jde o myopické (krátkozraké) oko.

3) daleký bod leží v neskutečném prostoru v konečné vzdálenosti za okem, v tomto případě dosadíme vzdálenost a_R se znaménkem plus (+).

$$A_R = \frac{1}{a_R} = x \text{ D} \quad (4)$$

Za těchto okolností hovoříme o oku postiženém hypermetropickou refrakční vadou tedy o dalekozrakém oku [3].

2.5 Daleký a blízký bod

Dalekým bodem rozumíme bod, nacházející se na optické ose oka, jenž se při nulové akomodaci ostře zobrazí v ohnisku na sítnici. Jde tedy o nejvzdálenější bod ostře viděný daným okem za stavu minimální neboli uvolněné akomodace. U emetropů, tedy u jedinců s normálním zrakem se daleký bod nachází v nekonečnu před okem. Paprsky světla vycházející z tohoto bodu se lámou do společného ohniska na sítnici. Pro potřeby praxe se jako nekonečná vzdálenost bere vzdálenost 5 a výše metrů [15], [16]. (biofyz pro zdrav a bio)

Naproti tomu blízkým bodem se rozumí bod na optické ose, který se zobrazí ostře na sítnici naopak při maximální akomodaci. Jedná se tedy o nejbližší vzdálenost, na kterou je oko schopno dostatečně reagovat zvýšením své optické mohutnosti tak, aby se paprsky z daného bodu dopadající na sítnici oka střetávaly ve společném průsečíku. U zdravého mladistvého oka se poloha blízkého bodu pohybuje v rozmezí mezi 0,07 až

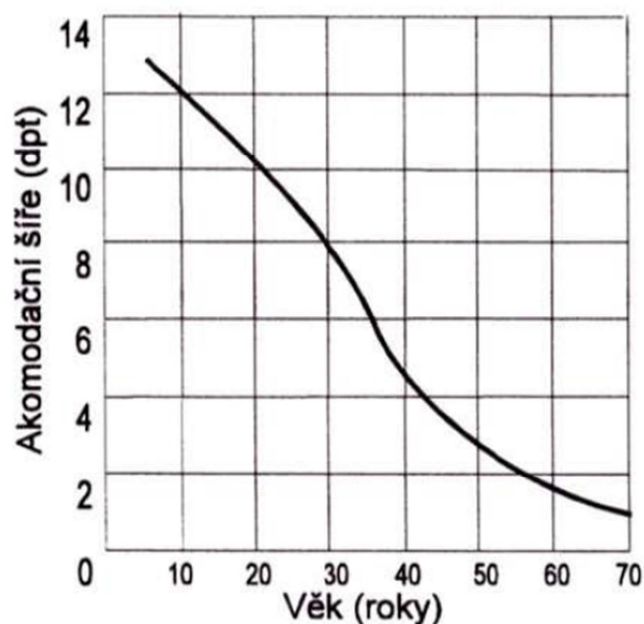
0,1 m před okem. Tato vzdálenost se v důsledku zhoršující se pružnosti čočky s přibývajícím věkem zvyšuje, blízký bod se tak přibližuje k bodu dalekému a prodlužuje se minimální vzdálenost, na kterou jsme schopni doostřit [15], [16].

2.6 Akomodační šíře

Akomodační šíře A_s nám říká jak velké akomodace je čočka schopna, o kolik je schopna zvýšit svou optickou mohutnost. Je uváděna v dioptriích D. K jejímu výpočtu musíme znát polohu dalekého a blízkého bodu. Konkrétně se vypočítá jako rozdíl převrácených hodnot dalekého bodu a_R a blízkého bodu a_P .

$$A_s = \frac{1}{a_R} - \frac{1}{a_P} \quad (5)$$

Při dosazování hodnot vzdáleností dalekého bodu a_R a blízkého bodu a_P je třeba dodržet stejných znaménkových konvencí, jako tomu bylo u axiální refrakce. Nejvyšších hodnot nabývá akomodační šíře v mládí, kdy je čočka ještě pružná a je tak schopná lépe se přizpůsobit a měnit podle potřeby svou celkovou optickou mohutnost. S přibývajícím věkem se snižuje elasticita čočky a spolu s ní klesá i schopnost oka zaostřit do blízka. Vidění do dálky bývá obvykle neporušeno, neboť s rostoucí vzdáleností pozorovaného předmětu klesají nároky na zvýšení lomivosti oka a to je tak schopné i přes sníženou schopnost akomodace svou lomivost dostatečně zvýšit. Blízký bod se posunuje dále od oka a zmenšuje se tak hodnota akomodační šíře a tedy i rozsah vzdáleností, na něž je možné zaostřit. Zhruba od 40 let můžeme u jedince ve spojitosti se sníženou akomodační šíří hovořit o oční vadě presbyopii (vetchozrakosti). U desetiletého dítěte dosahuje akomodační šíře hodnoty okolo 12 D. Naopak okolo 70. roku života se hodnota akomodační šíře blíží k 0 D. Jak se průměrně mění hodnota akomodační šíře v závislosti na věku je vidět z grafu (viz. Graf 1) [3], [17].



Graf 1: Průměrná výše akomodační šíře v závislosti na věku [3]

2.7 Redukované oko

Pro usnadnění výpočtů týkajících se optického systému oka se užívá zjednodušených modelů oka. Jedním z nich je i redukované oko. Index lomu rohovkové tkáně, komorové vody a sklivce je takřka shodný. Hlavní optické struktury oka tak jsou přední plocha rohovky s optickou mohutností 40-45 D a čočka jejíž celková optická mohutnost je zhruba 20 D. Výsledná optická mohutnost oka však není pouze jejich součtem, nýbrž dosahuje hodnoty 58,7 D. Optický systém oka je možné zjednodušit na jeden ideální lomivý povrch, aniž bychom do něho zanesli větší chybu. Tento ideální povrch je pak rozhraním dvou prostředí s indexy lomu 1 a 1,336, přičemž se nachází 1,35 mm za přední plochou rohovky skutečného oka. Jeho poloměr zakřivení činí 5,73 mm a uzlový bod, jenž je pro kulovou lámavou plochu shodný s jejím středem se nachází 7,08 mm za přední plochou rohovky. Přední, předmětová, ohnisková vzdálenost je 17,05 mm od vrcholu této kulové plochy, což odpovídá 15,7 mm před rohovkou. Naopak zadní, obrazová, ohnisková vzdálenost je 22,78 mm a tedy leží 24,13 mm za rohovkou [1].

3 Geometrická Optika

Geometrická optika je jedním z vůbec nejstarších odvětví fyziky. Popisuje a zkoumá šíření světla za pomoci světelných paprsků, při čemž se omezuje na izotropní homogenní prostředí. Jedinou výjimkou, tedy jedinými povolenými nehomogenitami pak jsou rozhraní těchto prostředí na nichž se optické vlastnosti mění skokem. Pro geometrickou optiku existuje jeden obecně platný princip a to princip Fermatův. Ten nám říká, že světlo se šíří z jednoho bodu v prostoru do druhého bodu po takové dráze, aby byl čas potřebný k uražení této vzdálenosti minimální. Z Fermatova principu se následně odvozují axiomy hovořící o šíření světla prostředím. Světlo se podle těchto axiomů šíří v homogenním a izotropním prostředí přímočaře, při průchodu rozhraním se láme podle zákona lomu a při odrazu se řídí zákonem odrazu. Dále nám říkají, že světlo se prostředím šíří nezávisle na faktu, zda se prostředím šíří i jiné světlo. Nakonec hovoří o možnosti záměny směru běhu paprsku a tedy paprsek světla probíhaný jedním směrem, smí být probíhán také opačným směrem [7].

3.1 Odraz a lom

Při pohybu paprsku v homogenním izotropním prostředí nezávisí jeho rychlost šíření na jeho poloze ani na směru, kterým se šíří. Takové prostředí pak lze charakterizovat konstantou zvanou index lomu. Index lomu n vyjadřuje poměr rychlosti šíření světla ve vakuu c a rychlostí šíření světla v daném prostředí c' .

$$n = \frac{c}{c'} \quad (6)$$

Rychlost šíření světla v daném prostředí pak můžeme zjistit jednoduchou úpravou předchozího vzorce.

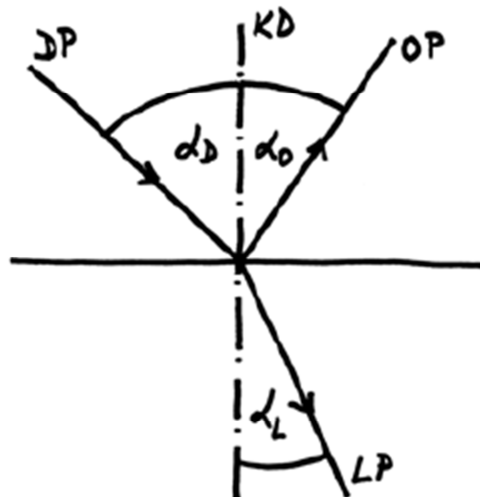
$$c' = \frac{c}{n} \quad (7)$$

Pokud paprsek světla dopadne na určité rozhraní dvou takovýchto prostředí o různých indexech lomu n_1 a n_2 , pak se, s výjimkou vysvětlenou dále v textu, částečně odrazí zpět a částečně projde do prostředí druhého. Pro odražený paprsek platí, že jeho úhel odrazu α_O se rovná úhlu dopadu α_D . Jinými slovy pokud v průsečíku všech tří paprsků (dopadajícího, odraženého a lomeného) myslíme kolmici na rovinu rozhraní (viz. Obr. 2), případně na tečnu rozhraní, obou prostředí, pro jednoduchost si tuto kolmici nazveme kolmicí dopadu, rovná se úhel, který s ní dopadající paprsek svírá, úhlu společně svíraného kolmicí dopadu a paprskem odraženým.

$$\alpha_O = \alpha_D \quad (8)$$

Též je třeba zmínit, že paprsek odražený zůstává v rovině dopadu. Pro lomený paprsek platí následující vztah, kde α_L je úhel lomu svíraný s kolmicí dopadu [7].

$$n_1 \sin \alpha_D = n_2 \sin \alpha_L \quad (9)$$



Obr. 2: Odraz a lom na rovinném rozhraní [7]

Pokud je index lomu prvního prostředí vyšší než index lomu druhého prostředí $n_1 > n_2$, pak pro úhel dopadu a lomu platí $\alpha_D < \alpha_L$ a nastává tak lom od kolmice. Obdobně pokud je index lomu prvního prostředí nižší než index lomu druhého $n_1 < n_2$, platí pro úhel dopadu a lomu $\alpha_D > \alpha_L$, což označujeme jako lom ke kolmici. Pro shrnutí tedy můžeme říci, že pokud paprsek prochází do opticky řidšího prostředí dochází k lom od kolmice. A naopak pokud prochází do opticky hustšího prostředí, dochází k lom ke kolmici. Pro $n_1 > n_2$ navíc musí platit vztah.

$$n_1 \sin \alpha_D / n_2 \leq 1 \quad (10)$$

Pakliže tento vztah neplatí dochází k tak zvanému úplnému odrazu, kdy paprsek vůbec neprochází do druhého prostředí [7], [10].

3.2 Zobrazovací soustavy

O zobrazovací soustavě hovoříme v souvislosti s jakoukoliv soustavou lámavých a odrazových ploch. Taková soustava pak při průchodu světelného paprsku mění jeho trajektorii. Paprsky jdoucí od nějakého světelného zdroje (podle konvence tento zdroj umísťujeme vlevo od soustavy) nazýváme jako paprsky do soustavy vstupující. Paprsky, které jsou soustavou ovlivňovány, nazýváme jako paprsky ze soustavy vystupující. Jelikož v geometrické optice uvažujeme okolní prostředí soustavy jakožto izotropní a homogenní, budou tyto paprsky přímé. Můžeme si tedy dané paprsky představit jako polopřímky se začátkem či koncem na některé z lámavých nebo odrazových ploch [7].

Pro praktické využití je vhodné uvažovat jen zobrazovací soustavu, jenž zobrazuje bod na bod a přímku znovu na přímku. V takové soustavě se svazek paprsků vycházející z jediného bodu bude po usměrnění soustavou opět spojovat do jediného bodu. Pokud dva či více takových bodů leží na jedné přímce, budou po usměrnění soustavou i průsečíky paprsků z těchto bodů vycházejících ležet na jedné, obecně ale jiné přímce. Oba dva výše zmíněné případy pak platí nezávisle na barvě užívaného světla.

Soustavu, pro kterou platí oba zmíněné předpoklady, nazýváme ideální zobrazovací soustavou. Body, z nichž vstupují paprsky do soustavy, označujeme jako předměty a body, v nichž se tyto paprsky po usměrnění soustavou spojují, označujeme jako obrazy [7].

V reálném světě samozřejmě neexistují ideální zobrazovací soustavy a reálné soustavy se tak splnění obou dvou předpokladů více či méně blíží. Obrazové body v těchto soustavách nejsou skutečně bodem, nýbrž malou oblastí prostoru. Obraz přímky v takových soustavách bývá obvykle trochu zakřiven. V souvislosti s tím mluvíme o zobrazovacích vadách soustavy. Obvykle se snažíme těmto vadám předcházet a reálné zobrazovací soustavy se tak pokoušíme co nejvěrněji přiblížit soustavám ideálním [7].

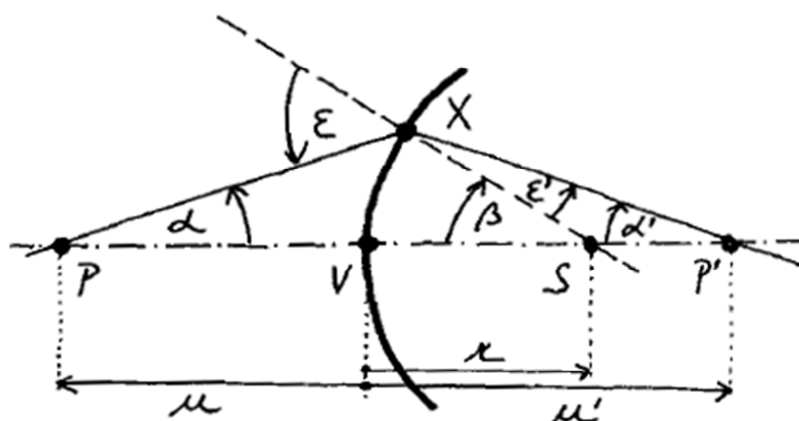
Zobrazovací soustavy lze rozdělit na soustavy centrované a naopak na soustavy decentrované. Centrované soustavy jsou takové, které jsou rotačně symetrické k ose rotace procházející jejich středem. Osu rotace pak běžněji nazýváme jako optickou osu soustavy. Centrované soustavy též mohou být symetrické vzhledem k nějaké rovině a tu pak nazýváme rovinou symetrie. Decentrované soustavy, jak se dá už z názvu předpokládat, k žádné takové ose či rovině symetrické nejsou. Převážná většina v praxi využívaných zobrazovacích soustav je rotačně symetrických. Využíváme je k přeměně jednoho homocentrického svazku paprsků na jiný, ale též homocentrický svazek paprsků. Homocentrický je takový svazek paprsků, u něhož se jednotlivé paprsky protínají v jednom společném bodě. Homocentrický svazek paprsků pak může být sbíhavý nebo rozbíhavý v závislosti na tom zda paprsky ze společného bodu vycházejí nebo se v něm spojují [11].

Obrazy vytvářené zobrazovacími soustavami můžeme v zásadě rozdělit na dvě skupiny a to na obrazy reálné a na obrazy zdánlivé. Jak již bylo dříve zmíněno, paprsky upravené soustavou lze chápat jako polopřímky. Jako takové nemusí nutně mít společný průsečík a to ani v situacích kdy jsou různoběžné. Takové polopřímky se v zásadě protnou až po doplnění na přímky. Kritériem pro rozdělení na reálné a zdánlivé obrazy tedy je, zda se polopřímky představující paprsky ze soustavy vystupující protínají před nebo až po doplnění na přímky. Jestliže se polopřímky vzájemně protínají už před doplněním na přímky, hovoříme o bodě vzniklém v jejich průsečíku jako o reálném obrazu a naopak pokud se polopřímky protínají až po doplnění na přímky, hovoříme

o obraze zdánlivém. Skutečný obraz je pak zachytitelný na stínítku či jiném médiu, kdežto zdánlivý obraz takto zachytit nelze [7], [11].

3.3 Lámaná kulová plocha

Pod pojmem lámaná kulová plocha se rozumí rozhraní dvou izotropních homogenních prostředí opět o odlišných indexech lomu. Písmenkem n si označíme index lomu prostředí vlevo od rozhraní a index lomu druhého prostředí, tedy vpravo od rozhraní, si označíme jako n' . Lámaná kulová plocha je pak určena jednak oběma indexy lomu a dále středem, poloměrem a vrcholem. Je osově symetrická, přičemž osou symetrie je u ní přímka procházející jejím středem a jejím vrcholem. Poloha středu S kulové plochy a vrcholu V je patrná z obrázku (viz. Obr. 3). Poloměr kulové plochy je pak vzdálenost jejího vrcholu od středu. Poloměr opatříme kladným znaménkem v případě, kdy je směr dopadajících paprsků stejný jako směr od vrcholu ke středu a záporným znaménkem v případě, že je směr dopadajících paprsků opačný ke směru od vrcholu ke středu. U shodných směrů používáme pro kulovou plochu označení vypuklá a u opačných směrů ji označujeme jako dutou [7].



Obr. 3: Vypuklá lámavá kulová plocha [7]

Podle Snellova zákona lomu platí pro lom na kulové ploše následující vztah, v němž n a n' jsou indexy lomu prostředí před a za rozhraním, ε je úhel svíraný paprskem dopadajícím na rozhraní s kolmicí dopadu a ε' je úhel svíraný lomeným paprskem s kolmicí dopadu.

$$n \sin \varepsilon = n' \sin \varepsilon' \quad (11)$$

Pakliže jsou oba úhly ε a ε' velmi malé jde tento vztah zjednodušit, jak je vidět v dalším vzorci.

$$n \varepsilon \sim n' \varepsilon' \quad (12)$$

Hlavní body kulové plochy splývají s vrcholem V a uzlové body splývají se středem S . Pro výpočet předmětové a obrazové ohniskové vzdálenosti f a f' využijeme následujících vztahů.

$$f = -\frac{nr}{n' - n} \quad (13)$$

$$f' = \frac{n'r}{n' - n} \quad (14)$$

Ve výše uvedených vzorcích r je poloměr křivosti dané sférické plochy, n a n' jsou opět indexy lomu obou prostředí. Optickou mohutnost Φ lámavé plochy můžeme vyjádřit poměrem indexu lomu n předmětového prostoru a předmětové ohniskové vzdálenosti f nebo obdobně poměrem indexu lomu n' obrazového prostoru a obrazové ohniskové vzdálenosti f' [7], [11].

$$\Phi = -\frac{n}{f} = \frac{n'}{f'} = \frac{n' - n}{r} \quad (15)$$

3.4 Soustava tenkých čoček v kontaktu

Jako tenkou čočku bereme takovou čočku, u které můžeme zanedbat její tloušťku a brát ji jako nulovou. V reálném životě je pochopitelně tloušťka všech čoček nenulová a skutečné čočky se tak ideálnímu modelu tenké čočky jen více nebo méně blíží. Pokud dvě takovéto tenké čočky s ohniskovými vzdálenostmi f_1 a f_2 sdílí společnou osu a jsou od sebe vzdáleny ve vzdálenosti d , lze o nich smýšlet jako o kombinaci dvou optických systémů s výslednou předmětovou ohniskovou vzdáleností odpovídající vztahu.

$$f = \frac{f_1 f_2}{f_1 + f_2 - d} \quad (16)$$

Lámavost Φ tohoto systému pak můžeme vyjádřit vzorcem.

$$\Phi = \frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2} - \frac{d}{f_1 f_2} = \Phi_1 + \Phi_2 - \Phi_1 \Phi_2 d \quad (17)$$

Z předchozího vzorce je zřejmé, že pokud d je velmi malé a tedy uvažujeme-li tenké čočky v kontaktu, můžeme předchozí vzorce zjednodušit do vzorců [13].

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2} \quad (18)$$

$$\Phi = \Phi_1 + \Phi_2 \quad (19)$$

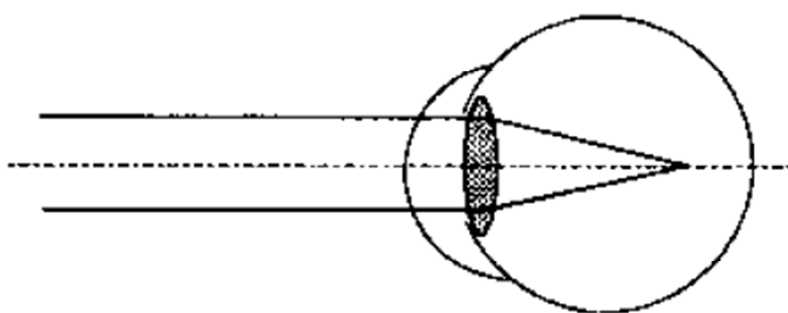
4 Zrakové vady

Pokud je délka oka, zakřivenost jeho lomných médií a jejich optická mohutnost ve vzájemné rovnováze nachází se oko v ideálním stavu známém jako emetropie. Pokud tomu tak není, tedy pokud jedna z výše jmenovaných složek nekoresponduje s ostatními, nachází se oko ve stavu ametropie. V takovém případě má optický aparát refrakční vadu. Refrakční vada tedy může být způsobena vyšší, či naopak nižší axiální délkou oka v porovnání s emetropickým okem. Dalším důvodem může být změna v zakřivení rohovky nebo méně často také změna v zakřivení čočky. Ještě vzácněji se vyskytuje refrakční vada v důsledku poruchy indexu lomu, tak zvaná indexová ametropie. Dvěma běžně nejznámějšími refrakčními vadami oka jsou hypermetropie, česky známá jako dalekozrakost, a myopie neboli krátkozrakost. Lidé si běžně tyto dvě vady vzájemně pletou. Nejspíše kvůli českým označením těchto vad se velmi často domnívají, že krátkozrakost provází zejména zhoršené vidění na krátké vzdálenosti a obdobně dalekozrakost provází převážně zhoršené vidění do dálky. Ve skutečnosti je tomu však právě naopak [9].

4.1 Myopie

Myopie neboli českým slovem krátkozrakost nastává u člověka v případě, že jeho oko má nadměrnou lomivost nebo v případě, že jeho oko má na rozdíl od normálního zdravého oka příliš vysokou předozadní délku. Následkem toho se rovnoběžné paprsky vstupující do relaxovaného oka lámou do ohniska již před sítnicí (viz.Obr. 4). Na samotnou sítnici pak dopadá kužel rozbíhavých paprsků, které po průchodu ohniskem pokračují původním směrem, až nakonec dopadnou na sítnici. Hlavními příznaky myopie bývá mlhavé vidění do dálky, které se člověk s myopickou vadou snaží napravovat mhouřením očí. Mhouřením očí se totiž zúží zornice, tím se odfiltrují periferní paprsky a zmenší se tak kužel divergentních paprsků dopadajících na sítnici.

Toto bývá označováno jako takzvané stenopeické vidění. Lidé s myopickou vadou obvykle vidí dobře do blízka, neboť v tomto směru jim je jejich nadměrná lomivost oka v poměru k jeho délce vlastně výhodou. Do blízka vlastně ani nemusí tolik akomodovat, jako lidé bez vady. Akomodací se totiž v případě potřeby zvyšuje optická mohutnost oka a ta je u těchto lidí zvýšená už při uvolněné a tedy nulové akomodaci. Myopie se kompenzuje předsažením rozptylné čočky, díky čemuž se paprsky před vstupem do oka rozptýlí a oko s nadměrnou mohutností je tak spojí do ohniska na sítnici. Dá se v podstatě říci, že vytvoříme optickou soustavu oka a brýlového skla, která se svou optickou mohutností snaží přiblížit zdravému emetropickému oku [2], [15].

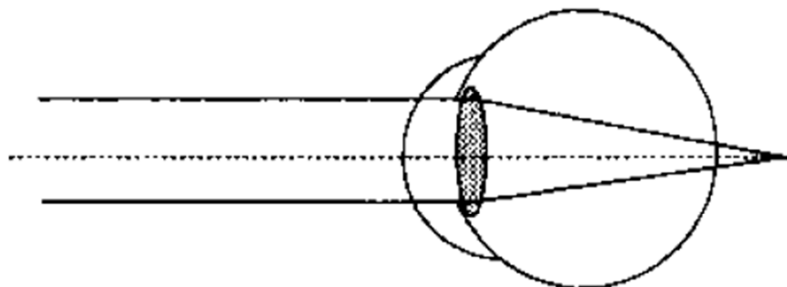


Obr. 4: Myopické oko [3]

Krátkozrakost můžeme rozdělit na lehkou (simplex), té přísluší hodnoty dioptrií do -3 D, střední (modica), ta je do hodnot -6 D a těžkou (gravis), která odpovídá hodnotám dioptrií nad -6 D. Myopie Fyziologická, sem řadíme lehkou a střední myopii, je nižší formou vady a nebývá doprovázena degenerativními změnami. Vyskytuje se obvykle u dětí v pozdějším školním věku a po dosažení 20 let, kdy je ukončen vývoj jedince, se zpravidla již dále nezhoršuje. Vážnější vada, myopia intermedialis, je středně těžkou vadou a bývá doprovázena počínajícími známkami zvětšování oka. Po 20. roce věku se toto zvětšování značně zpomaluje. Dalším tentokrát již velmi závažným stupněm je myopie progresivní. Při takto závažné vadě jsou přítomny degenerativní změny sklivce, sítnice a cévnatky. Celkově se myopie tohoto druhu postupně zhoršuje až do 30. roku života, kdy dochází k její stabilizaci [1].

4.2 Hypermetropie

Hypermetropie, známá též jako dalekozrakost, bývá způsobena malou lomivostí oka nebo jeho malou předozadní délkou v porovnání s emetropickým okem. Rovnoběžné paprsky vstupující do relaxovaného oka se u hypermetropie sbíhají do ohniska až za sítnicí (viz. Obr. 5) a tedy paprsky světla vycházející z určitého vzdáleného bodu se nestačí před dopadem na sítnici spojit a na sítnici tak dopadne neostrý obraz. Hypermetropie je fyziologickým nálezem při narození, ale postupným vývojem a růstem oka obvykle plně vymizí. Hypermetropie se v dětství a mládí často nemusí vůbec projevit, jelikož při lehčích formách vady dokáže oko akomodací dorovnat svou nedostatečnou optickou mohutnost a přítomnost vady tak zůstává skryta. Zvýšené akomodační úsilí ale mohou provázet bolesti hlavy, únava, pálení očí či nevolnost. Tyto projevy souhrnně nazýváme astenopické obtíže. Kolem 40. roku života, když se sníží akomodační schopnost oka, se obvykle dostavují vážnější obtíže a zhoršuje se vidění do blízka, ale i na vzdálenější objekty. Jak oko ztrácí schopnost akomodovat, nedokáže již dostatečně zvýšit svojí optickou mohutnost ani při pohledu do dálky, kdy je ve srovnání s pohledem do blízka potřeba nižší lomivost oka. Nedostatečná lomivost oka se kompenzuje předsazením spojné čočky, která paprsky před dopadem do oka láme blíže k sobě a hypermetropické oko tak i přes svou malou lomivost dokáže paprsky z jednoho bodu spojit do společného ohniska na sítnici oka. U soustavy oka a brýlového skla se, obdobně jako u myopie, snažíme přiblížit stavu emetropického oka. Lehčí vady, se kterými si oko samo dokáže akomodací poradit a které nejsou doprovázené astenopickými obtížemi, není nutné korigovat [2], [15].



Obr. 5: Hypermetropické oko [3]

Dalekozrakost můžeme podobně jako krátkozrakost rozdělit na lehkou, odpovídající dioptriím do +3 D, střední do +6 D, vysokou nad +6 D. V předškolním věku je u dětí určitý stupeň hypermetropie brán jako fyziologický. Brýlovou korekci u takových dětí předepisujeme jen v případě vysoké vady nebo pokud je vada doprovázena šilháním. U dětí školního věku se korekce předepisuje u vad závažnějších než +3 D. Mladí dospělí s vadou nižší než +3 D brýle obvykle odmítají, po 30 letech věku však bývá nutné předepsat korekci na čtení, případně na trvalé nošení [1].

4.3 Presbyopie

Presbyopie neboli vetchozrakost je zraková vada související se stárnutím. Objevuje se u každého zhruba po 40. roce života jakožto důsledek stárnutí organismu. Během života ztrácí čočka každého z nás pružnost a s tím také související schopnost akomodace do blízka. Snižuje se též akceschopnost ciliárního svalu, který se také značnou měrou podílí na akomodaci. Oko se sníženou schopností akomodace nedokáže při pohledu do blízka dostatečně zvýšit svou optickou mohutnost a paprsky z blízkých bodů se, podobně jako u hypermetropie, vlivem malé lomivosti nespojí na sítnici oka, nýbrž jakoby až za ní. Na sítnici tak dopadnou výše zmíněné paprsky rozptýleny do určité oblasti a výsledný námi vnímaný obraz se jeví jako neostrý. Úbytek elasticity čočky a akceschopnosti ciliárního svalu postupem času, konkrétně většinou právě po více zmiňovaném 40. roce života, dospějí do bodu, kdy již hovoříme o oční vadě. Presbyopie je spojována s hodnotami akomodační šíře nižšími než 4 D. Vidění do dálky zůstává presbyopií neporušeno, avšak nejkratší vzdálenost, na kterou je možné zaostřit se zvyšuje, což se u lidí projevuje například oddalováním čteného textu dál od obličeje. Vadu též mohou provázet únava či bolesti očí při delší četbě. Tyto projevy jsou způsobeny nutným vyšším akomodačním úsilím [1], [12].

5 Zpracování obrazu

Vše co vidíme v reálném světě, můžeme chápat jakožto určitou obrazovou funkci. Tuto obrazovou funkci musíme před dalším zpracováním digitalizovat. Možností následné úpravy obrazu je velké množství a proto si uvedeme jen ty, kterých lze využít při úpravě obrazu pro simulaci zrakových vad.

5.1 Digitalizace obrazu

Digitalizace obrazu znamená převedení původně analogového signálu do diskrétních hodnot. To se provádí vzorkováním a kvantováním daného obrazu. Vzorkováním se rozumí zaznamenávání hodnot, nebo též vzorků, v předem daných intervalech. Vzorkování se provádí s určitou vzorkovací frekvencí danou převrácenou hodnotou vzdálenosti jednotlivých vzorků. Aby nedošlo ke ztrátě informace, musí se vzorkovací frekvence řídit Shannonovým teorémem. Ten nám říká, že pokud chceme signál rekonstruovat bez ztráty informace, musíme zvolit vzorkovací frekvenci minimálně dvakrát tak velkou než je maximální frekvence signálu obsaženého v právě vzorkovaném obraze [5], [18].

Při kvantování je jednotlivým naměřeným hodnotám přiřazována diskrétní zástupná hodnota. Zjednodušeně řečeno každému vzorku je přiřazen digitální číselný údaj o jeho hodnotě jasu. Počet možných zástupných hodnot uvádíme v bitech. Konkrétně lze počet možných úrovní jasu N vyjádřit následujícím vzorcem.

$$N = 2^K \quad (20)$$

V tomto vzorci je K potřebný počet bitů, tedy například jedním bitem lze vyjádřit 2^1 úrovní jasu, což odpovídá bílé (úroveň 0) a černé (úroveň 1). U digitálních fotografií se běžně používá 8 bitů na barvu, to znamená $2^8 = 256$ možných úrovní jasu pro každou

barvu. Abychom mohli s daným obrazem dále pracovat, je třeba si jednotlivé zástupné hodnoty jasu zaznamenat. Obraz poté definujeme jako funkci o dvou proměnných $f(x,y)$, kde x,y představují souřadnice jednotlivých bodů obrazu a f zástupnou hodnotu jasu v daném bodě. Celý obraz tak lze převést na matici hodnot o počtu řádků odpovídajícímu výšce obrazu v obrazových bodech a počtu sloupců odpovídajícímu šířce obrazu v obrazových bodech [18].

5.3 Filtrace obrazu

Filtrace obrazu nám umožňuje v obraze zvýraznit určitou informaci. Můžeme pomocí ní například potlačit nežádoucí šum, zvýraznit kontrast nebo detekovat hrany. Při zpracování obrazu za pomoci filtrace pracujeme s intenzitou jednotlivých bodů obrazu, které jsou však vázané na své okolí. Filtry dělíme na lineární a nelineární. Lineární filtry jsou takové, které výslednou intenzitu v daném bodě obrazu počítají jako sumu součinů intenzit okolních bodů s jím příslušící vahou filtru. Nelineární filtry pracují trochu odlišně. Nevytváří novou hodnotu intenzity, tak jako lineární filtry, ale vybírají výslednou intenzitu v daném bodě z jeho okolí. Filtrace obrazu se často provádí na principu konvoluce. Konvoluce je obecně vzato lineární operace hojně využívaná k úpravě různých druhů signálů. Takovým signálem pak může samozřejmě být i obraz, což je dvourozměrný signál. Konvoluce je matematickou operací, při které se kombinují dva signály, přičemž výsledkem je signál třetí. Při konvoluci obrazu je jedním ze vstupních signálů matice jasových hodnot zastupující obrázek a druhým tak zvaná konvoluční maska. Konvoluční masce se též říká konvoluční jádro nebo také kernel a hodnoty v ní obsažené udávají jakou váhu budou mít jednotlivé hodnoty z okolí při výpočtu výsledné hodnoty v daném bodě. Posunuje se postupně po jednotlivých řádcích matice obrazu tak, aby se její střed zastavil na všech buňkách. Pro každé zastavení se vypočte součin všech členů v masce s odpovídajícími hodnotami z matice obrazu. Výsledky všech součinů se následně sečtou a vzniklá suma hodnot se uloží do nové matice na pozici odpovídající aktuální pozici středu masky. Celý proces tak pro

dvoudimenzionální signál, kterým obraz je, vlastně lze matematicky popsat následujícím vzorcem.

$$g(x, y) = h * f = \sum_{s=-s \max}^{s \max} \sum_{t=-t \max}^{t \max} h(s, t) f(x - s, y - t) \quad (21)$$

V tomto vzorci pak g představuje výsledný upravený obraz, h je konvoluční maska a f je původní obraz [4], [21].

Při aplikaci konvoluce na obraz je třeba řešit jeden problém s tímto spojený a to podmínky na okraji obrazu. Obraz, jako takový, má totiž samozřejmě omezené rozměry a při aplikaci konvolučního jádra blízko kraji obrazu pak určitá část jádra, závislá na jeho velikosti a blízkosti ke kraji obrazu, přesahuje do míst, kde již nejsou žádné obrazové hodnoty. V praxi se toto řeší různými cestami. Jednou z možností je zvětšit celý obraz o část konvolučního kernelu, která zasahuje přes okraj a přidaná místa vyplnit nulami. Tomuto se také říká tak zvaný zero padding. Podobným řešením je opět zvětšit obraz stejně jako v předchozím případě a přidané pozice namísto nul vyplnit zrcadlovým zkopírováním hodnot u kraje obrazu. Dalším možným řešením je nechat konvoluční masku pohybovat tak, aby nepřesahovala okraje obrazu. Poté jsou však krajové pixely obrazu vynechány a výsledkem je zmenšený obraz. Méně používanou možností pak je zmenšení konvoluční masky u krajů obrazu, což však lze provést jen v některých případech [4], [21].

Konvoluční maska

Jak již bylo zmíněno konvoluční maska určuje jaká váha se bude při výpočtu hodnoty v daném bodě přiřazovat hodnotám bodů z jeho okolí. Určuje tak co se vlastně s obrazem při konvoluci stane. Pomocí správně zvolené konvoluční masky lze tedy například obraz zaostřit, lze jí detekovat hrany a co je pro nás nejdůležitější lze jí obraz rozmazat [4].

Jednou z metod rozmazání obrazu za pomoci konvoluce je průměrování. Průměrování je jedním z nejjednodušších způsobů vyhlazení obrazu právě za pomoci konvoluce. Jak název napovídá, při průměrování se hledaná hodnota intenzity obrazu vypočítá jakožto průměr hodnot intenzity okolních bodů. Matematicky pak průměrování obrazu lze popsat následujícím vzorcem, kde M je počet bodů v masce [4], [5], [22].

$$g(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{s=-s \max}^{s \max} \sum_{t=-t \max}^{t \max} f(x - s, y - t) \quad (22)$$

Další možností rozmazání obrazu je pomocí Gaussova vyhlazování. Při tomto způsobu je maska nastavena tak, že koeficientům blíže středu masky je přiřazována vyšší váha. Konkrétně jednotlivé koeficienty odpovídají hodnotám na Gaussově křivce. Koeficienty v masce $h(x, y)$ pak lze vypočítat vztahem pro dvourozměrné Gaussovo rozdělení se střední hodnotou (0,0).

$$h(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}} \quad (23)$$

Velikost masky je závislá na parametru σ . Funkce je definována od mínus nekonečna do plus nekonečna, tedy pro všechny body v rovině a v diskrétním případě je tak nutné velikost masky omezit. Od dostatečně malých hodnot již proto další hodnoty nejsou považovány za významné [4], [22].

6 Simulace vad

Veškerá simulace vad byla prováděna ve vývojovém prostředí LabVIEW 2014 od společnosti National Instruments. Společnost National Instruments byla založena roku 1976 a zabývá se tedy již skoro 40 let vývojem systémů pro měření, testování a řízení. Samotné vývojové prostředí LabVIEW pracuje s programovacím jazykem G. Na rozdíl od ostatních vývojových prostředí, která běžně využívají jako zdrojový kód programu text, využívá LabVIEW jako zdrojový kód obrázek. Programovací jazyk G je tedy programovacím jazykem grafickým. Namísto běžného psaní zdrojového kódu programu se v LabVIEW zdrojový kód kreslí. Tento způsob tvorby programů je celkem vzato poměrně nový a neobvyklý. Společnost National Instruments ho nechala patentovat teprve roku 1990. Programy vytvořené v LabVIEW by podle jeho tvůrců měly po přeložení pracovat srovnatelně rychle, jako programy vyhotovené v programovacím jazyce C, který je obecně vzato považován za velmi efektivní.

6.1 Fotografie použita pro simulaci

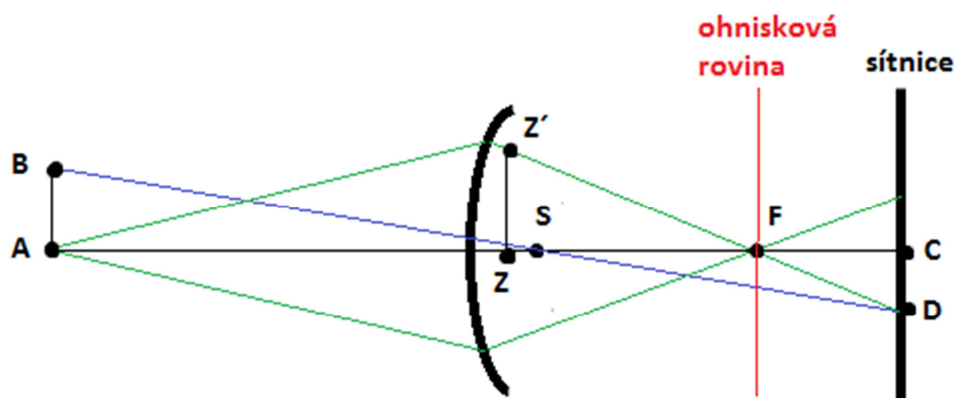
Fotografie využitá pro simulaci (viz. Příloha A) byla pořízena v Liberci v okolí Harcovských kolejí. Snímek byl zhotoven fotoaparátem Canon PowerShot G12. Snímek byl fotografován ze stativu, aby nedošlo k jeho nežádoucímu rozmazání třesem ruky. Snímek byl vyfotografován ze vzdálenosti 5 m, což je z hlediska zraku bráno jako nekonečná vzdálenost. U zachycené scény byla zaznamenána dobře rozeznatelná vzdálenost, aby se následně dala porovnat s ji odpovídající vzdáleností na snímku. Změřením vzdálenosti na snímku za pomoci programu Vision assistant od výše jmenované společnosti National Instruments a jeho následným porovnáním se skutečnou vzdáleností naměřenou u dané scény, bylo možné určit poměr mezi oběma distancemi. Vyšlo nám, že u této fotografie skutečná naměřená vzdálenost 23,5 cm

odpovídá na snímku 118ti pixelům. Z toho vyplývá, že jeden pixel fotografie značí vzdálenost zhruba 1,95 mm ve skutečnosti.

6.1 Teorie simulace vad

Když byl shromážděn dostatek informací o lidském zraku a zpracování obrazu, ležel před námi nelehký úkol vymyšlení způsobu napodobení vidění člověka se zrakovou vadou. Teorií bylo několik, ale žádná se neukazovala jako taková, která by mohla vést ke kýženému cíli. Například při znalosti dalekého a blízkého bodu by bylo jednoduché určit, v jakých vzdálenostech oko vidí ostře, a v jakých už ne. Nicméně jsme byli nuceni řešení tímto způsobem zavrhnout, neboť neříká nic o tom jak moc rozostřit obraz, tedy jak špatně v oblastech za dalekým a před blízkým bodem oko vidí. Jako další možnost jsme viděli využití zrakové ostrosti tedy parametru určovaného při vyšetření zraku (viz. oddíl 2.3), jenomže hodnoty zjištěné při takovém vyšetření se zdají být dosti subjektivními, neboť dva lidé mohou mít při stejné vadě rozdílnou hodnotu zrakové ostrosti. Cestou, kterou jsme se nakonec vydali, bylo využití zákonů geometrické optiky aplikovaných na zjednodušený model oka.

K popisu dalšího postupu je nejprve třeba si pro snadnější vysvětlení dané problematiky uvést názorný obrázek (viz. Obr. 6). Na obrázku lze vidět kulovou plochu představující rozhraní mezi dvěma prostředími s indexy lomu n a n' . Celý obrázek pak vlastně velmi zjednodušeně představuje myopické oko pozorující body A a B v nekonečné vzdálenosti před okem. Je užíváno běžné konvence a tedy paprsky do soustavy vstupující mají směr zleva doprava. S tím je spojeno i levostranné umístění předmětového prostoru od rozhraní a naopak pravostranné umístění obrazového prostoru. Bod S je středem kulové plochy a bod F je obrazovým ohniskem.



Obr. 6: Model myopického oka [Autor]

Nejprve se zaměříme na první bod tedy na bod A. Z obrázku je vidět a je tomu tak i ve skutečnosti, že paprsky vycházející z bodu A se lámou do ohniska F ještě před sítnicí. Všimněme si též skutečnosti, že paprsek jdoucí středem S kulové plochy se nikterak neláme, je shodný s optickou osou a protíná sítnici v bodě C . Vlivem ohniska ležícího již před sítnicí pak na samotnou sítnici dopadá kužel divergentních paprsků představujících bod A. Paprsky z bodu A jsou tedy rozptýleny po určité ploše s poloměrem, který odpovídá vzdálenosti bodů C a D . Ted' se zaměříme na bod B. Z bodu B nám, pro přehlednost celého obrázku, vychází jen jeden paprsek a to procházející středem kulové plochy a tedy nezlomený paprsek. Tento konkrétní paprsek pak protíná sítnici oka v bodě D , tedy přesně v místě, kam dopadá i nejkrajnější paprsek divergentního svazku paprsků z bodu F . Úsečka ZZ' je kolmá na optickou osu, přičemž Z leží na optické ose a Z' na usměrněném paprsku z bodu A. Trojúhelníky ZFZ' a FDC jsou tedy podobné trojúhelníky a platí pro ně vztah.

$$\frac{|ZZ'|}{|DC|} = \frac{|ZF|}{|FC|} \quad (24)$$

Obdobně trojúhelníky ASB a SDC jsou též podobné trojúhelníky, a proto pro ně platí vztah.

$$\frac{|AB|}{|DC|} = \frac{|AS|}{|SC|} \quad (25)$$

Vzdálenost bodů A a B by tedy logicky měla odpovídat poloměru r_A plochy, do které se nám bod A a jakýkoli jiný bod v obdobné vzdálenosti, jakoby rozmaže, respektive našemu oku by se tak měl jevit. Délka úsečky DC je v obou ze vzorců nepochybně stejná, a proto můžeme oba vzorce spojit do jedné rovnice.

$$\frac{|ZZ'| * |FC|}{|ZF|} = \frac{|AB| * |SC|}{|AS|} \quad (26)$$

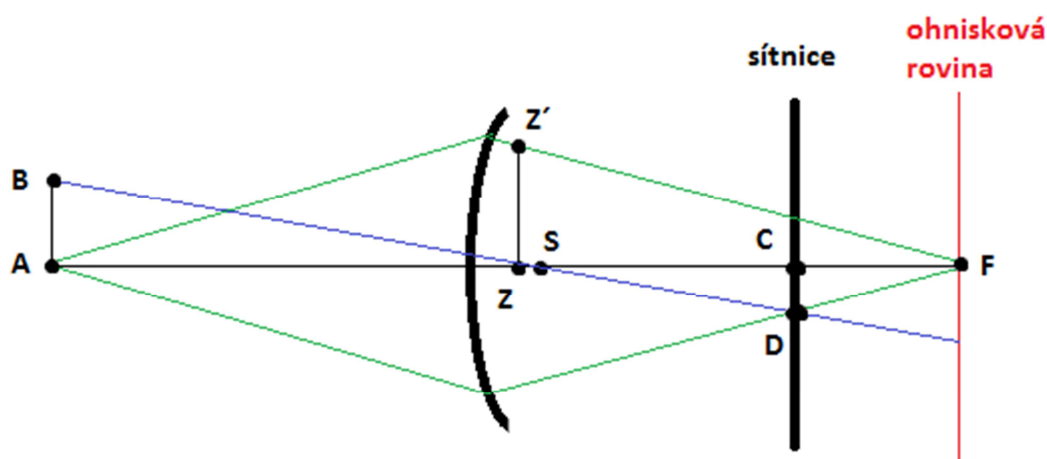
Nakonec si úpravou této rovnice vyjádříme vzdálenost úsečky AB , neboť právě ta nás zajímá.

$$|AB| = \frac{|AS| * |ZZ'| * |FC|}{|SC| * |ZF|} \quad (27)$$

Nyní je třeba objasnit jak zjistit jednotlivé vzdálenosti. Délka úsečky ZZ' , která určuje šířku svazku paprsků v daném místě, odpovídá poloměru zornice r_z . Šířka zornice se u dospělých jedinců za normálních světelných podmínek pohybuje okolo hodnoty 3,5 mm a její poloha je 3 mm za povrchem rohovky [20]. Pokud uvažujeme redukované oko (viz. oddíl 2.7), nachází se bod Z na optické ose vzdálen $d_z = 1,65$ mm od vrcholu kulové plochy. Z toho nám hned vyplývá délka úsečky ZF , neboť víme, že ohnisko F se nachází také na optické ose v obrazové ohniskové vzdálenosti f' od vrcholu. U bodů S a F je situace obdobná, neboť opět známe vzdálenost bodu S od vrcholu kulové plochy. Střed S kulové plochy je totiž ve vzdálenosti r od vrcholu, kde r je poloměr křivosti dané sférické plochy. Délka úsečky AS je určena součtem vzdálenosti obou bodů od vrcholu kulové plochy. U středu S již potřebný údaj známe a vzdálenost bodu A od vrcholu poté odpovídá vzdálenosti d pozorovaného bodu A od oka. Bod C ležící na sítnici je u redukovaného oka 22,78 mm od vrcholu kulové plochy. To totiž odpovídá obrazové ohniskové vzdálenosti emetropického oka a bod C je jeho obrazovým ohniskem, pro přehlednost si tuto vzdálenost pojmenujeme f_s . Se znalostí vzdálenosti bodu C od vrcholu pak snadno můžeme dopočítat délku úsečky SC . Poslední pro nás zatím známou vzdáleností je délka úsečky FC . Ta odpovídá $|f_s - f'|$, tedy vzdálenosti sítnice od vrcholu sférické plochy zmenšené o vzdálenost ohniska F od vrcholu. Se znalostí všech těchto údajů pak sestavíme vzorec vyplývající z dosazení do vzorce (27).

$$r_A = \frac{(d + r) * r_Z * |f_S - f'|}{(f_S - r) * (f' - d_Z)} \quad (28)$$

U hypermetropického oka by pak situace měla být obdobná s tím rozdílem, že ohnisko F se nachází až za sítnicí. Paprsky jdoucí z bodu A se ale ve skutečnosti v bodu F nespojí, neboť jsou ještě před tím zachyceny sítnicí. Vzdálenost bodů C a D nám tak opět udává poloměr plochy, na níž jsou nespojené paprsky z bodu A rozptýleny (viz. Obr. 7). Pro hypermetropické oko by však opět měl platit předchozí vzorec.



Obr. 7: Model hypermetropického oka [Autor]

Abychom se mohli dobrat výsledku je nutné znát optickou mohutnost dané kulové plochy, díky které už všechny uvedené parametry dokážeme ze vztahů pro lámavou kulovou plochu dopočítat (viz. oddíl 3.3). K zjištění hledané optické mohutnosti je třeba se zamyslet. Soustava vadou postiženého oka a korekčního skla by vlastně ve výsledku měla mít optickou mohutnost shodnou se zdravým okem. Tuto soustavu lze brát jako soustavu tenkých čoček a pokud budeme uvažovat korekci pomocí kontaktních čoček, jsou též obě tenké čočky v kontaktu [23]. Jak již bylo v této práci řečeno (viz. oddíl 3.4) pro soustavu tenkých čoček v kontaktu platí pro výpočet jejich celkové optické mohutnosti vztah.

$$\Phi = \Phi_1 + \Phi_2 \quad (29)$$

Pro nás Φ je optická mohutnost emetropického oka, Φ_1 je optická mohutnost oka s refrakční vadou a Φ_2 je optická mohutnost kontaktní čočky použité při korekci vady. Hledaná optická mohutnost Φ_1 oka s refrakční vadou, lze tedy získat úpravou předchozího vzorce.

$$\Phi_1 = \Phi - \Phi_2 \quad (30)$$

Jelikož optickou mohutnost Φ emetropického oka známe (budeme ji pro jednoduchost brát shodnou s optickou mohutností redukovaného oka) a Φ_2 bude nastavovaný parametr simulace, víme již téměř vše potřebné k zhotovení simulace.

Jak víme dalekozrakost je zčásti korigovatelná vlastní akomodací oka a některé vady se pak při dostatečné akomodační šíři při pohledu do dálky nemusí projevit. Akomodace oka vlastně zvyšuje jeho optickou mohutnost až do té výše, kdy je bod zaostřen na sítnici nebo případně do výše kdy akomodace dosáhne svého limitu. Celou skutečnost je tak v simulaci opět třeba zachytit a přidat nastavitelný parametr akomodačního limitu, který bude snižovat hypermetropickou vadu, maximálně však na hodnotu odpovídající emetropickému oku.

Posledním krokem je stanovení konvoluční matice, kterou použijeme pro rozmazání obrazu. Paprsky z bodu A dopadající na sítnici by dle naší úvahy měly být v podstatě rovnoměrně rozmístěny po celé rozptylové ploše. Proto jsme pro rozmazání obrazu použili průměrování. U snímku známe skutečnou vzdálenost odpovídající jednomu pixelu obrázku a můžeme tak tedy zjistit kolika pixelům odpovídá vzdálenost r_A . Velikost matice poté zvolíme $2r_A * 2r_A$ a zde nám bude bohužel vznikat několik nepřesností. Matice pro konvoluci musí mít lichou celočíselnou velikost a je tedy nutné $2r_A$ zaokrouhlit. Další obtíží je čtvercový tvar matice rozdílný od kruhové plochy, do níž se bod rozmaže. Poslední problém tkví ve skutečnosti, že nejmenším bodem obrazu je jeden pixel, který se geometrickému bodu pouze blíží. Pokud však tyto skutečnosti zanedbáme, můžeme stvořit simulaci vlivu zrakové vady na vidění v dostačující přesnosti.

6.2 Práce v LabVIEW

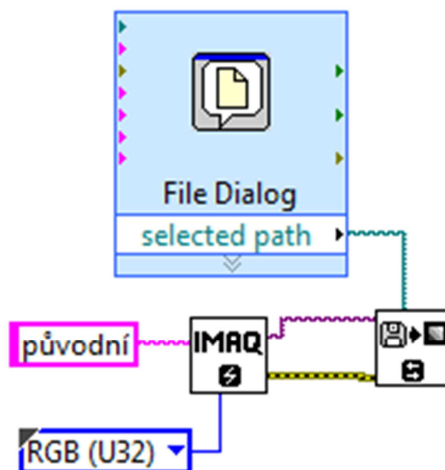
Programy vytvořené v LabVIEW mají velmi často podobu reálných měřících přístrojů a jsou proto souhrnně nazývány virtuálními přístroji. V anglickém jazyce je tento název virtual instrument a jeho zkratka VI je v LabVIEW používána k označení takových nástrojů v něm vytvořených. Při tvorbě nových VI či jejich editaci v LabView se v zásadě využívá dvou rozhraní. Prvním z nich je Front panel, v češtině čelní panel, ve kterém se vytváří samotné uživatelské rozhraní daného VI. Toho je dosaženo umístováním ovládacích prvků a indikátorů na tento panel. Drtivá většina úkonů se v LabVIEW provádí pomocí myši tedy i umístování a případná editace již zmíněných ovládacích prvků a indikátorů. Mezi ovládací prvky se řadí například tlačítka, nastavitelné stupnice, textová pole a rozsáhlá škála dalších. Indikátory na druhou stranu značí různé grafy, led diody, obrázky a další potřebné zobrazovací prvky. Čelní panel sám o sobě tedy zastupuje jakousi vizuální stránku VI a prvky na něm slouží k nastavení a ovládání vstupních parametrů a k zobrazení výsledků. Sám o sobě by však neměl valnou hodnotu, neboť indikátory by neobdržely obsah k zobrazení a hodnoty z ovládacích prvků by nic neovlivňovaly. Proto je za potřebí ještě druhého rozhraní, nazvaného v LabVIEW Block diagram, v češtině blokový diagram. V něm se vytváří nebo spíše kreslí, jak již bylo výše zmíněno, programový kód. Tento blokový diagram vlastně celý čelní panel řídí, dodává indikátorům obsah k zobrazení a výstupům ovládacích prvků nějakou další funkci, případně výstup připojí na vstup jednomu z indikátorů. Jednotlivé prvky a funkce se vybírají z nabídky zobrazitelné kliknutím pravým tlačítkem myši na prázdnou část VI. Nabídka pro čelní panel a pro blokový diagram se liší. Kliknutím pravým tlačítkem myši na již umístěný prvek se zobrazí nabídka s možnostmi pro další nastavení. Touto cestou je také možné zobrazit nápovědu pro daný prvek. Jednotlivé prvky mají různé vstupy a výstupy. Ty se spojují čarami, které znázorňují jejich vzájemnou provázanost. Při tvorbě nového projektu nám LabVIEW nabízí jednak možnost tvorby z nového prázdného VI nebo můžeme začít s editací již přednastavené šablony.

6.3 VI pro simulaci zrakových vad

Pro svou práci jsme zvolili možnost tvorby z nového prázdného VI. Nejprve jsme zajistili načtení obrázku, který se měl dále zpracovávat. K dalšímu zpracování bylo zapotřebí separovat z obrázku jednotlivé barevné složky. To jsme učinili a konkrétně tak vlastně vznikly tři nové obrázky každý zastupující jednu z barevných složek, z nichž se celý obraz skládá. Na každý ze tří obrázků jsme poté aplikovali konvoluční filtr s dodaným kernelem, který má za úkol obrázky rozmazat. Dodávaná konvoluční jádra je potřeba generovat zvlášť pro různé situace a je nutno vypočítat jejich potřebnou velikost. Následně jsme zajistili nahrazení původních barevných složek obrazu pomocí konvolucí rozmazaných barevných složek odpovídajících příslušné barvě. Nahrazením původních složek rozmazanými jsme získaly hledaný barevný obrázek představující vidění s refrakční vadou.

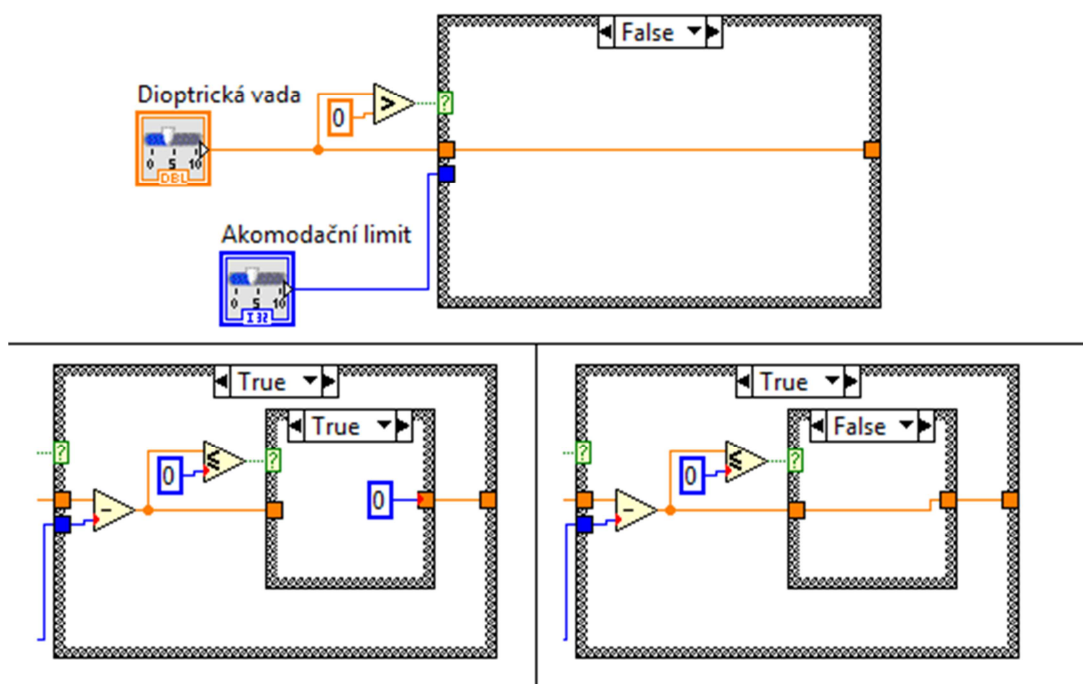
6.4 Postup vytváření simulace

Načtení správného obrázku jsme zařídili pomocí File Dialogu, který se nás po spuštění programu táže na cestu k obrázku, který budeme upravovat. Pro zobrazení obrázku jsme si na čelním panelu umístili jeho indikátor Image Display a pojmenovali ho „Původní obrázek“. Tento Image Display má sloužit jako předloha originálního obrázku, aby bylo umožněno srovnání s výsledným obrázkem. Obrázek, k němuž nastavíme cestu se načte pomocí funkce IMAQ ReadFile do dočasného paměťového umístění vytvořeného funkcí IMAQ Create. Typ obrázku jsme nastavili na RGB (U32). Vše je patrné z následujícího obrázku (viz. Obr. 8)



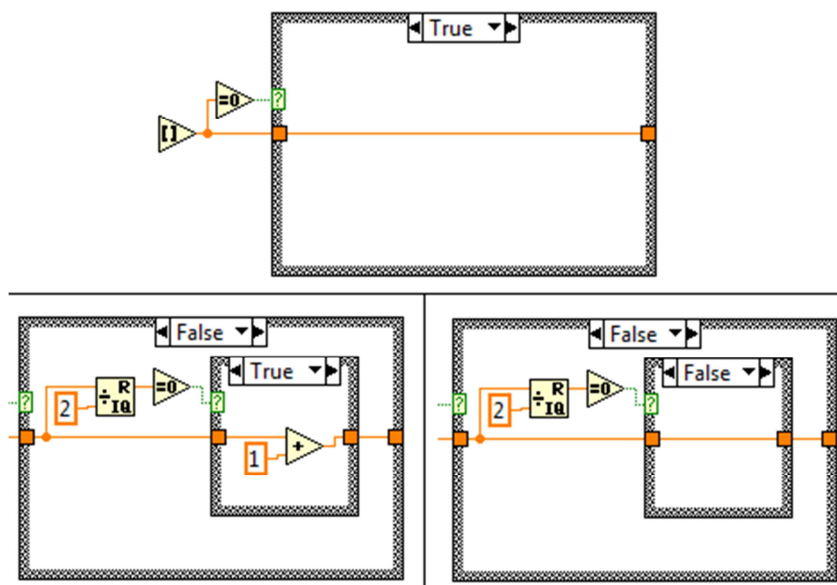
Obr. 8: Načtení obrázku pro úpravu [Autor]

Dále jsme si připravili část programu pro výpočet velikosti matice potřebné pro rozmazání načteného obrázku. Pro zadání proměnných jsme zvolili využití Pointer Slide. První proměnou je dioptrie korekční kontaktní čočky, tedy jsme první Pointer Slide pojmenovali „Dioptrie“. Nastavili jsme rozmezí od -15ti Dioptrií do + 15 Dioptrií a nastavili jsme přírůstek na 0,5. Druhý Pointer Slide jsme si pojmenovali „Akomodační limit“ a nastavili mu hranice od 0 do 12ti Dioptrií. Hodnota nastavená u akomodačního limitu se odečítá od nastavené hodnoty dioptrické vady, pouze však v případě, kdy se jedná o hypermetropii. To znamená jen v případě, že nastavená hodnota je větší než 0 a tedy je plusová. Odečtení je možné pouze do hodnoty 0, kdy je oko na danou vzdálenost akomodováno správně. Další akomodace by totiž znamenala zhoršení vidění (vedla by jakoby k myopii). Vše jsme provedli pomocí dvou case struktur. Hodnota nastavená na Prvním Pointer Slideru je porovnána s nulou. V případě, že je nižší či rovna zůstane nezměněna. V obráceném případě je od ní odečtena hodnota z druhého Pointer Slideru a je opět porovnána s nulou. Tentokrát pokud je nižší je pro ni nastavena nulová hodnota a v opačném případě projde nezměněna. Všechny možnosti jsou ukázány na obrázku (viz.Obr.9).



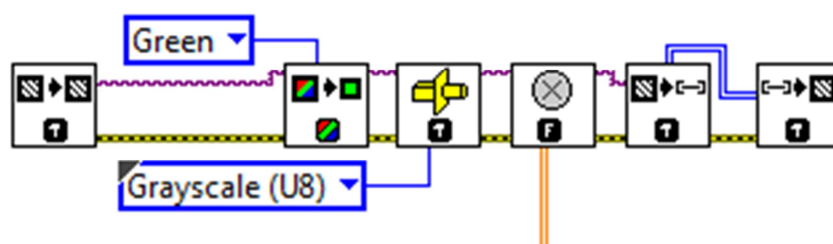
Obr. 9: Ošetření zadávaných hodnot [Autor]

Když byl dokončen předchozí krok a z nastavených Pointer Sliderů jsme dostávali pouze jednu upravenou hodnotu přivedli jsme ji ke vstupu funkce Formula Node. V této funkci jsme pak připravili předpis vzorce pro spočtení velikosti jedné strany potřebné matice pro rozmazání obrázku (viz. Rovnice 28). Výstupní hodnotu jsme zaokrouhlili, neboť hodnota velikosti jedné strany matice musí být samozřejmě celočíselná. Také jsme potřebovali, aby byla tato hodnota lichá, neboť i velikost jedné strany čtvercové matice pro konvoluci musí být rovna lichému číslu a to z důvodu možného určení středu. To jsme opět vyřešili aplikací dvojité case struktury. V případě, že posuzovanou hodnotou je nula nebo liché číslo, prochází tato hodnota dále nezměněna. V případě nenulové a sudé hodnoty se přičte jedna, aby se posuzovaná hodnota stala lichou. Všechny možnosti jsou opět shrnuty na obrázku (viz. Obr. 10). Ošetřenou hodnotu jsme poté použili k tvorbě konvolučního jádra pro průměrování obrázku.



Obr. 10: Ošetření výsledné hodnoty [Autor]

Pro plánovanou konvoluci bylo ještě třeba zvětšit hranice upravovaného obrázku, aby ji bylo možné provést i pro jeho krajní hodnoty. Hranice obrázku jsme nastavili tak, aby se měnily v závislosti na velikosti použitého kernelu. Nyní jsme již přistoupili k samotnému rozmazání obrázku. Rozmazání jsme provedli pro každou ze tří barevných složek zvlášť, postup pak byl pro každou z nich obdobný (viz. Obr. 11). Nejprve jsme danou barevnou složku z obrazu extrahovali. Poté jsme ji převedly na obrázek v odstínech šedi, který jsme rozmazali konvolucí za použití vygenerovaného kernelu. Nakonec jsme z rozmazaných složek vytvořili výsledný obrázek představující vidění zhoršené v důsledku refrakční vady. Program jsme pak učinili uživatelsky přívětivější uspořádáním jednotlivých elementů na čelním panelu a přidáním tlačítka pro ukončení simulace. Nakonec jsme zařídili, aby se obrázek po skončení simulace odstranil z dočasné paměti.



Obr. 11: Rozmazání barevných složek [Autor]

7 Diskuze

Prvním cílem při tvorbě této bakalářské práce bylo nashromáždit informace o stavbě a úloze optického aparátu a o vlivu refrakčních vad na jeho funkčnost. Zde jsme zjistili, z jakých jednotlivých částí se lidské oko skládá a jaký mají úkol. Dozvěděli jsme se o průměrných hodnotách prostředí oka a co bylo velmi důležité, seznámili jsme se se zjednodušenými modely lidského oka, zejména pak s modelem redukovaným na jeden ideální lomivý povrch. Toho jsme dále v práci využili k výpočtům některých potřebných veličin pro simulaci. Získali jsme i potřebné znalosti pro pochopení procesu vidění pomocí vztahů geometrické optiky a pro výpočty s tím spojené. Dalším cílem bylo zorientovat se v postupech při zpracování obrazu, kde jsme pak velkou pozornost věnovali filtraci obrazu a to hlavně metodám vedoucím k rozmazání obrazu. Pomocí filtrace lze z obrazu odstranit některé nežádoucí vlivy, jako například šum, ale co je pro nás nejdůležitější lze jím i při vhodné volbě parametrů obraz pro naši simulaci příhodně rozmazat. Rozmazáním obrazu se pak vytrácí jeho detaily a celkově se zhoršuje kvalita zrakového vjemu. To nám umožnilo napodobit zhoršené vidění v důsledku zrakové vady. Oba tyto cíle tedy byly v dostatečné míře splněny.

Posledním cílem bylo navrhnout metodu simulace zrakových vad. Po získání dostatečného množství teoretických informací jsme se tedy ponořili do vymýšlení jakým způsobem danou věc provést. Stanovení použitelného postupu bylo asi nejsložitějším úsekem celé práce. Měli jsme několik nápadů na možné řešení, z nichž jsme však postupně všechny, krom jednoho, byli nuceni zavrhnout. Při řešení jsme nakonec využili nabytých znalostí z geometrické optiky. Také jsme často upotřebili znalost zjednodušeného modelu oka známého jako redukované oko. Úspěšné splnění zmiňovaného cíle jsme potvrdili sestavením funkčního nástroje pro simulaci zhoršeného vidění v důsledku refrakční vady. Tvorbu simulace jsme provedli ve vývojovém prostředí LabVIEW od společnosti National Instruments, které umožňuje tvorbu programů s využitím grafického programovacího jazyka. Ve vytvořené simulaci je z porovnání původního a výsledného obrázku jasně viditelný rozdíl mezi vjemem zdravého oka a oka s vadou. Nejvíce je samozřejmě rozdíl patrný u vyšších hodnot

refrakční vady. Lidé se zdravým zrakem tak mohou prostřednictvím simulace pochopit a představit si jak vnímá okolní prostor a jeho detaily člověk s refrakční vadou oka. To by například mohlo umožnit lékařům posoudit pracovní způsobilost pacienta při výkonu některých povolání. Je ale důležité zdůraznit, že jde pouze o simulaci vidění. Vidění skutečného lidského oka totiž ovlivňuje mnoho dalších faktorů, které je obtížné, ba dokonce snad i nemožné celkově postihnout do jediné simulace.

8 Závěr

Tato bakalářská práce s tématem simulace zrakových vad splnila všechny jí dané cíle. Podařilo se nám získat potřebné znalosti o refrakčních zrakových vadách, o tom jak vznikají, jaké mohou mít doprovodné projevy a jakým způsobem ovlivňují kvalitu zraku. Dále jsme se seznámili s možnostmi zpracování obrazu a to pak zejména s takovými možnostmi, které lze využít pro rozmazání obrazu v námi zvolené míře. Následně jsme tyto znalosti použili při tvorbě simulace vidění člověka s refrakční vadou. Samotná simulace je stále jen a pouze simulací a jako taková má svá omezení. Vidění je velmi složitý proces se spoustou proměnných. Nicméně i přes tyto komplikace, které značně celý proces vymyšlení a samotné tvorby simulace znesnadňovaly, se s jistými ústupky bylo možné přenést.

Díky této práci jsem získal mnoho nových poznatků a obnovil jsem si znalost již v minulosti získaných vědomostí. Například jsem značně rozšířil své dovednosti při práci ve vývojovém prostředí LabVIEW od společnosti National Instruments, v níž byl simulátor vytvářen. Na bakalářskou práci by bylo možné dále navázat kupříkladu v rámci diplomové práce. Simulátor vad je sice funkční, ale ještě je na něm možno provádět další vylepšení. Například by bylo vhodné pokusit se přidat k simulaci osových vad (myopie, hypermetropie a presbyopie) i astigmatismus, případně kombinované oční vady. Bylo by také vhodné simulovat některá onemocnění oka nebo poruchy zorného pole, které jsou krom refrakčních vad další skupinou faktorů majících vliv na kvalitu zraku.

Seznam použité literatury

- [1]AUTRATA, Rudolf, Jana VANČUROVÁ. *Nauka o zraku*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2002, 226 s. ISBN 80-7013-362-7.
- [2]BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. 1.vyd. Praha: Grada, 2015, 224 s. ISBN 978-80-247-4712-5.
- [3]BAŠTECKÝ, Richard. *Praktická brýlová optika*. Praha: R + H Optik, 1997, 83 s.
- [4]DOBEŠ, Michal. *Zpracování obrazu a algoritmy v C#*. 1.vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 143 s. ISBN 978-80-7300-233-6.
- [5]HLAVÁČ, Václav, Miloš SEDLÁČEK. *Zpracování signálů a obrazů*. 3.vyd. Praha: České vysoké učení technické, 2009, 252 s. ISBN 978-80-01-04442-1.
- [6]HORNOVÁ, Jara. *Oční propedeutika*. 1.vyd. Praha: Grada, 2011, 103 s. ISBN 978-80-247-4087-4.
- [7]KALUS, René. *Trivium z optiky*. 1.vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2004, 107 s. ISBN 80-7042-999-2.
- [8]KRAUS, Hanuš. *Kompendium očního lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 1997, 341 s. ISBN 80-7169-079-1.
- [9]KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, 768 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [10]MALÝ, Petr. *Optika*. 2.vyd., přeprac. Praha: Karolinum, 2013, 368 s. ISBN 978-80-246-2246-0.
- [11]MIKŠ, Antonín. *Aplikovaná optika*. 1.vyd. Praha: České vysoké učení technické, 2009, 230 s. ISBN 978-80-01-04254-0.
- [12]NAVRÁTIL, Leoš, Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 1.vyd. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.

- [13]POLÁŠEK, Jaroslav, J. BALÍK. *Technický sborník oční optiky*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1975, 579 s.
- [14]ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Galén, 2006, 373 s. ISBN 80-7262-404-0.
- [15]ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 1.vyd. Praha: Grada, 2013, 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [16]SILBERNAGL, Stefan, Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6.vyd., zcela přeprac. a rozš., 3.vyd. české. Praha: Grada, 2004, 435 s. ISBN 80-247-0630-6.
- [17]SYNEK, Svatopluk, Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. 1.vyd. Praha: Grada, 2004, 93 s. ISBN 8024707861.
- [18]ŠONKA, Milan, Václav HLAVÁČ. *Počítačové vidění*. Praha: Grada, 1992, 252 s. ISBN 80-85424-67-3.
- [19]TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4.vyd., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [20]BENNETT, Edward S., Barry A. WEISSMAN. *Clinical contact lens practice*. Philadelphia (Pa.): Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 978-0781737050.
- [21]DOUGHERTY, Geoff. *Digital image processing for medical applications*. 1st pub. New York: Cambridge University Press, c2009, xii, 447 s. ISBN 978-0-521-86085-7.
- [22]JAYARAMAN, S.S. *Digital image processing*. New Delhi: Tata McGraw Hill Education, 2009. ISBN 978-0-07-014479-8.
- [23]WANG, Zilong, Shuangjiu XIAO. "Simulation of Human Eye Optical System Properties and Depth of Field Variation," *International Journal of Machine Learning and Computing* vol.3, no. 5, pp. 413-418, 2013.

Seznam příloh

Příloha A Fotografie použita pro simulaci

Příloha B CD

Příloha A



Fotografie použité pro simulaci [foto Autor]